

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-342577

(P2000-342577A)

(43) 公開日 平成12年12月12日 (2000. 12. 12)

| | | | |
|---------------------------|-------|--------------|------------|
| (51) Int.Cl. ⁷ | 識別記号 | F I | テマコード (参考) |
| A 6 1 B 6/03 | 3 7 0 | A 6 1 B 6/03 | 3 7 0 B |

審査請求 未請求 請求項の数30 O L 外国語出願 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2000-133935(P2000-133935)
(22) 出願日 平成12年5月2日 (2000. 5. 2)
(31) 優先権主張番号 0 9 / 3 0 7 4 0 0
(32) 優先日 平成11年5月7日 (1999. 5. 7)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC CO
MPANY
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタディ、リバーロード、1番
(72) 発明者 ヒュイ・ヒュー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
ケシャー、ヒルビュー・サークル、321番
(74) 代理人 100093908
弁理士 松本 研一

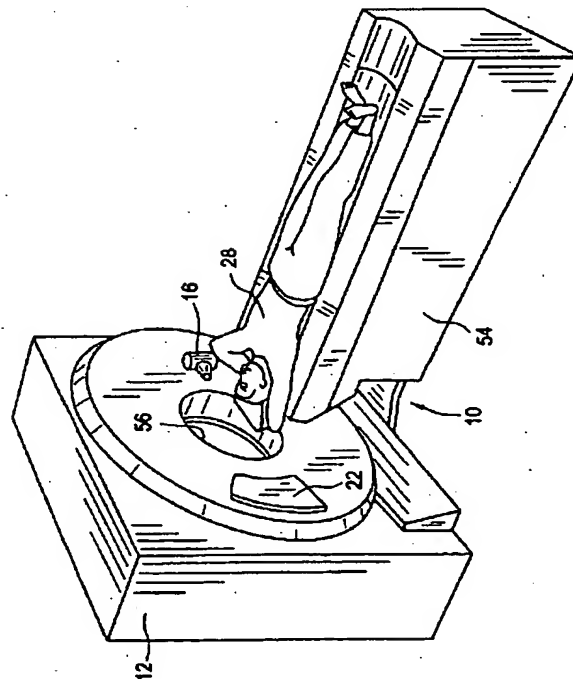
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓イメージングのための立体型コンピュータ断層撮影システム

(57) 【要約】

【課題】 運動する物体の画像を形成するために、モー
ション・アーティファクトを最小化するイメージング・
システムを提供する。

【解決手段】 物体全体の画像を形成するイメージング
・システム (10) において、生理学的周期ユニットを
用いて、運動する物体の周期を決定する。物体の周期の
関数としてX線源の回転速度を変更することにより、各
回の回転中に、物体の選択された各々の相毎に投影デー
タのセグメントを収集する。複数回の回転を完了した後
に、これらの投影データのセグメントを組み合わせて、
物体の選択された相の断面画像を形成する。その結果と
して、モーション・アーティファクトが最小化される。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 少なくとも1つのX線検出器アレイと、X線ビームを投射する少なくとも1つの回転式X線源とを含んでいるコンピュータ断層撮影（CT）イメージング・システムを用いて物体の画像を形成する方法であって、
 複数の相を含んでいる前記物体の生理学的周期を特定する工程と、
 前記物体の少なくとも1つの相を選択する工程と、
 各々のX線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する工程と、
 該投影データ・セグメントを組み合わせることににより投影データ集合を形成する工程と、
 該投影データ集合から前記物体全体の断面画像を形成する工程と、を含んでいる前記方法。

【請求項2】 前記投影データ・セグメントを組み合わせることににより投影データ集合を形成する前記工程は、前記選択された相について収集された前記投影データ・セグメントを組み合わせることににより、前記物体の選択された各々の相についての投影データ集合を形成する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 各々のX線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する前記工程は、
 各々のX線源を複数回回転させる工程と、複数の投影角度において各々のX線源から各々のX線検出器アレイに向かってX線ビームを放出する工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項4】 各々のX線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する前記工程は、前記選択された相について異なる投影角度からの各々の投影データのセグメントを収集する工程を更に含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記選択された相について異なる投影角度において各々の投影データのセグメントを収集する前記工程は、各々のX線源の回転速度を変更する工程を含んでいる請求項4に記載の方法。

【請求項6】 複数の投影角度において各々のX線源から各々のX線検出器アレイに向かってX線ビームを放出する前記工程は、所定の撮像時間にわたって各々のX線源からX線ビームを放出する工程を含んでいる請求項5に記載の方法。

【請求項7】 各々のX線源の回転速度（回転数/秒）は、

$$V_G = 1 / (T_c \pm (n * R_t))$$

に従って決定され、ここで、 T_c は、秒単位での心拍周期時間であり、 n は、整数の定数であり、 R_t は、秒単位での前記所定の撮像時間である、請求項6に記載の方

2

法。

【請求項8】 前記物体の各々の周期について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する前記工程は、各々のX線源の回転速度（回転数/秒）を

$$V_G = [180 + (\gamma / n)] / [180 * w]$$
 に従って変更する工程を含んでおり、ここで、 w は、生理学的周期の時間（秒）であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲（度）であり、 n は、完全な投影データ集合を収集するための選択された整数の周期数である、請求項6に記載の方法。

【請求項9】 前記物体の各々の周期について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する前記工程は、各々のX線源の回転速度（回転数/秒）を

$$V_G = [360 + (\gamma / n)] / [360 * w]$$
 に従って変更する工程を含んでおり、ここで、 w は、生理学的周期の時間（秒）であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲（度）であり、 n は、完全な投影データ集合を収集するための選択された数の周期数である、請求項6に記載の方法。

【請求項10】 前記イメージング・システムは、第1のX線源と、第2のX線源と、第1の検出器アレイと、第2の検出器アレイとを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記物体の少なくとも1つの相を選択する前記工程は、
 前記物体の第1の選択された相を選択する工程と、前記物体の第2の選択された相を選択する工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項12】 前記物体の生理学的周期を特定する前記工程は、心収縮相と心拡張相とを含む心臓の生理学的周期を特定する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項13】 前記物体の生理学的周期を特定する前記工程は、呼吸器系の生理学的周期を特定する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項14】 前記投影データ・セグメントを組み合わせることににより投影データ集合を形成する前記工程は、
 複数の投影角度について各々のX線源を回転させる工程と、各々の検出器アレイを用いて複数の投影角度について投影データを収集する工程と、前記物体の選択された各々の相について前記投影データを並べ換える工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項15】 各々のX線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集する前記工程は、前記物体の不整周期を検出する工程と、該不整周期中に収集された前記投影データに代わる置換用投影データを収集する工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項16】 少なくとも1つのX線検出器アレイ

と、X線ビームを投射する少なくとも1つの回転式X線源とを含んでおり、物体の画像を形成するコンピュータ断層撮影（CT）イメージング・システムであって、複数の相を含んでいる前記物体の生理学的周期を特定し、操作者が前記物体の少なくとも1つの相を選択することを可能にし、各々の前記X線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集し、該投影データ・セグメントを組み合わせることにより投影データ集合を形成し、該投影データ集合から前記物体全体の断面画像を形成するように構成されているイメージング・システム。

【請求項17】 前記投影データ・セグメントを組み合わせることにより投影データ集合を形成するために、当該イメージング・システムは、前記選択された相について収集された前記投影データ・セグメントを組み合わせることにより、前記物体の選択された各々の相についての前記投影データ集合を形成するように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項18】 各々の前記X線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、各々の前記X線源を複数回回転させ、複数の投影角度において各々の前記X線源から各々の前記X線検出器アレイに向かってX線ビームを放出するように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項19】 各々の前記X線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、前記選択された相について異なる投影角度からの各々の投影データのセグメントを収集するように更に構成されている請求項18に記載のイメージング・システム。

【請求項20】 前記選択された相について異なる投影角度からの各々の投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、各々の前記X線源の回転速度を変更するように構成されている請求項19に記載のイメージング・システム。

【請求項21】 複数の投影角度において各々の前記X線源から各々の前記X線検出器アレイに向かってX線ビームを放出するために、当該イメージング・システムは、所定の撮像時間にわたって各々の前記X線源からX線ビームを放出するように構成されている請求項20に記載のイメージング・システム。

【請求項22】 各々のX線源の回転速度（回転数/秒）は、

$$V_c = 1 / (T_c \pm (n * R_c))$$

に従って決定され、ここで、 T_c は、秒単位での心拍周期時間であり、 n は、整数の定数であり、 R_c は、秒単位での前記所定の撮像時間である、請求項21に記載の

イメージング・システム。

【請求項23】 前記物体の各々の周期について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、各々の前記X線源の回転速度（回転数/秒）を

$$V_c = [180 + (\gamma / n)] / [180 * w]$$

に従って変更するように構成されており、ここで、 w は、生理学的周期の時間（秒）であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲（度）であり、 n は、完全な投影データ集合を収集するための選択された整数の周期数である、請求項21に記載のイメージング・システム。

【請求項24】 前記物体の各々の周期について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、各々の前記X線源の回転速度（回転数/秒）を

$$V_c = [360 + (\gamma / n)] / [360 * w]$$

に従って変更するように構成されており、ここで、 w は、生理学的周期の時間（秒）であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲（度）であり、 n は、完全な投影データ集合を収集するための選択された数の周期数である、請求項21に記載のイメージング・システム。

【請求項25】 前記イメージング・システムは、第1のX線源と、第2のX線源と、第1の検出器アレイと、第2の検出器アレイとを含んでいる請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項26】 操作者が前記物体の少なくとも1つの相を選択することを可能にするために、当該イメージング・システムは、前記操作者が前記物体の第1の選択された相を選択することを可能にし、前記操作者が前記物体の第2の選択された相を選択することを可能にするように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項27】 前記物体の生理学的周期を特定するために、当該イメージング・システムは、心収縮相と心拡張相を含む心臓の生理学的周期を特定するように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項28】 前記物体の生理学的周期を特定するために、当該イメージング・システムは、呼吸器系の生理学的周期を特定するように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【請求項29】 前記投影データ・セグメントを組み合わせることにより投影データ集合を形成するために、当該イメージング・システムは、複数の投影角度について各々の前記X線源を回転させ、各々の前記検出器アレイを用いて複数の投影角度について投影データを収集し、前記物体の選択された各々の相について前記投影データを並べ換えるように構成されている請求項16に記載

5.

のイメージング・システム。

【請求項30】 各々の前記X線源の各回の回転中に前記物体の選択された各々の相について少なくとも1つの投影データのセグメントを収集するために、当該イメージング・システムは、前記物体の不整周期を検出し、該不整周期中に収集された前記投影データに代わる置換用投影データを収集するように構成されている請求項16に記載のイメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は一般的には、コンピュータ断層撮影(CT)イメージングに関し、より具体的には、運動する物体の画像を形成することに関する。

【0002】

【従来の技術】少なくとも1つの公知のCTシステム構成においては、X線源がファン(扇形)形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のXY平面であって、「イメージング(撮像)平面」と一般に呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X線ビームは、患者等の撮像されている物体を通過する。ビームは、物体によって減弱された後に、放射線検出器の配列(アレイ)に入射する。検出器アレイの所で受け取られる減弱したビーム放射線の強度は、物体によるX線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子は、検出器の位置におけるビーム減弱の測定値である個別の電気信号を発生する。すべての検出器からの減弱測定値が個別に取得されて、透過プロファイルを形成する。

【0003】コンピュータ断層撮影(CT)システムとして一般に知られている少なくとも1つの公知の形式のイメージング・システムにおいては、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが物体と交差する角度が定常的に変化するように、イメージング平面内で、撮像される物体の周りをガントリと共に回転する。1つのガントリ角度における検出器アレイからの一群のX線減弱測定値、即ち投影データは、「ビュー」と呼ばれている。物体の「走査(スキャン)」は、X線源及び検出器が1回転する間に様々なガントリ角度において形成される1組のビューで構成されている。アキシャル・スキャン(軸方向走査)の場合には、投影データを処理して、物体を通して得られる2次元スライスに対応する画像を構成する。

【0004】1組の投影データから画像を再構成する1つの方法は、当業界でフィルタ補正逆投影法と呼ばれている。この手法は、走査からの減弱測定値を、「CT数」又は「ハンスフィールド(Hounsfield)単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて、陰極線管表示装置上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【0005】多数のスライスに要求される全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」・スキャン(螺旋走査)を行うこともできる。「ヘリカル」・スキャンを行うた

6

めには、患者を移動させながら所定の数のスライスのデータを取得する。このようなシステムは、1回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから単一の螺旋を形成する。ファン・ビームによって悉くマッピングされた螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。走査時間を短縮することに加え、ヘリカル・スキャンは、向上した画質及びよりよいコントラスト制御等のその他の利点も提供する。

【0006】ヘリカル・スキャンでは、上述のように、各々のスライス位置毎に1つのビュー分のデータのみが収集される。あるスライスの画像を再構成するために、このスライスのその他のビュー・データは、他のビューについて収集されたデータに基づいて形成される。螺旋再構成アルゴリズムは公知であり、例えば、1990年11月/12月のMed. Phys. 誌、第17巻、第6号のC. Crawford及びK. Kingによる「患者の平行移動を同時に伴うコンピュータ断層撮影走査(Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation)」に記載されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】高速で運動する物体、例えば、心臓の画像を形成するために、公知のイメージング・システムは、高速回転のガントリを利用するか、又は電子ビーム技術を組み入れることにより、心臓の運動によって生ずるモーション・アーティファクト(動きによるアーティファクト)を最小化している。しかしながら、高速ガントリ・システムは、X線源及び検出器に加わる力を大幅に増大させ、システムの性能に影響を及ぼす。電子ビーム技術は、スキャナの経費を大幅に増大させる極めて複雑な設計を要求する。結果として、著しいモーション・アーティファクトを含む画像を形成することなく、運動する心臓の画像を形成する能力のあるシステムは僅かしかない。

【0008】運動する物体の画像を形成するために、物体の選択された相(phase)についての投影データのセグメントを収集して、これらのセグメントを組み合わせることによりモーション・アーティファクトを最小化するイメージング・システムを提供することが望ましい。又、物体の選択された相について物体全体の断面画像を形成する上述のようなシステムを提供することも望ましい。

【0009】

【課題を解決するための手段】これらの目的及びその他の目的は、物体の選択された相について複数の投影角度から収集された投影データのセグメントを用いて、関心のある物体全体の画像を形成するCTイメージング・システムによって達成することができる。本発明の一実施例によれば、このイメージング・システムは、少なくとも1つの回転式X線源と、少なくとも1つの検出器アレ

7

イとを含んでいる。物体の生理学的周期信号を発生するために、生理学的周期ユニット、即ち、生理学的周期回路が用いられる。周期信号は、複数の相を含んでいる物体の各々の周期の時間を表す。選択された相についての物体の画像を形成するために、操作者が、物体の少なくとも1つの相を選択する。物体の選択された各々の相毎に、各々のX線源の各回の回転中に少なくとも1つの投影データのセグメントが収集される。

【0010】より明確に述べると、各回の回転中に、選択された各々の相について、所定の撮像時間にわたってX線ビームをX線検出器アレイに向かって放出することにより、各々の投影データのセグメントが形成され、即ち、収集される。具体的には、各々のX線源が回転している間に、所定の撮像時間にわたってX線ビームが放出される。結果として、各々の検出器アレイを介して投影データの1つのセグメントが収集される。各々のセグメントが、角度位置の小範囲に相当する。各々のX線源の回転速度を変更することにより、各々のX線源が回転するにつれて様々な投影角度から投影データのセグメントが収集される。より具体的には、各々のX線源の回転速度は、物体の選択された各々の相についての投影データの各々のセグメントが異なる投影角度、即ち異なる投影角度の範囲から収集されるように、変更される。各々のX線源の複数回の回転を完了することにより、(180°+ファン角度)の投影角度範囲について投影データが収集される。

【0011】物体の選択された相の画像を形成するために、異なる投影角度から収集された投影データのセグメントを組み合わせる。より明確に述べると、物体の選択された相について収集されたセグメントを組み合わせ、選択された相についての投影データの1つの集合とする。次いで、この投影データ集合を用いて、選択された相についての物体の断面画像を再構成する。

【0012】代替的な実施例では、イメージング・システムは、各々のX線源の各回の回転中に、物体の複数の相についての投影データのセグメントを収集する。より明確に述べると、複数の相を選択した後に、各々のX線源の各回の回転中に、物体の選択された各々の相毎に投影データの少なくとも1つのセグメントが収集される。

【0013】上述のイメージング・システムは、運動する物体の選択された相についての投影データのセグメントを収集することにより物体の画像を形成して、モーション・アーティファクトが最小化されるようにしている。加えて、このイメージング・システムは、物体の選択された各々の相についての物体全体の断面画像を形成する。

【0014】

【発明の実施の形態】図1及び図2を参照すると、イメージング・システム10が、「第3世代」コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システムとして示され

8

ており、システム10は、焦点18から検出器アレイ22に向かってX線ビーム20を投射する少なくとも1つの回転式X線源16を有するガントリ12を含んでいる。X線ビーム20は、線源16からビーム平面24に沿って延在している。ビーム平面24は、一般に「ファン・ビーム平面」と呼ばれ、焦点18の中心線と、各々の線源16のビーム20の中心線とを含んでいる。各々のX線ビーム20は、デカルト座標系のXY平面であって一般に「イメージング平面」と呼ばれる平面内に位置するように、コリメータ(図示されていない)によってコリメートされている。各々の検出器アレイ22は、検出器素子26の配列によって形成されており、素子26は、患者28を通過した投射X線を共に検知する。検出器アレイ22は、シングル・スライス型検出器であってもよいし、マルチ・スライス型検出器であってもよい。各々の検出器素子26が電気信号を発生し、各信号は、入射したX線ビームの強度を表し、従って、患者28を通過する間でのビームの減弱を表す。X線投影データを取得する1回の走査中に、ガントリ12及びガントリ12に装着された構成要素は、回転中心、即ちアイソセンタ(isocenter)30の周りを回転する。

【0015】ガントリ12の回転及び各々のX線源16の動作は、システム10の制御機構34によって統御されている。制御機構34は、X線制御器36と、ガントリ・モータ制御器38とを含んでおり、X線制御器36は、各々のX線源16に対して電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器38は、ガントリ12の回転速度及び位置を制御する。より明確に述べると、X線制御器36へ供給される信号を変更すると、各々のX線源16からX線ビーム20がいつ、又どれだけの長さにわたって放出されるかが決定される。同様に、ガントリ12の回転速度は、ガントリ・モータ制御器38へ適当な信号を供給することにより決定され、即ち、変えられる。制御機構34内に設けられているデータ取得システム(DAS)40が、検出器素子26からアナログ・データをサンプリングし、このデータを後続の処理のためにデジタル信号へ変換する。DAS40のサンプリング速度は調整可能、即ち、可変であるので、データが素子26から供給される速度を速くしたり遅くしたりすることができる。画像再構成器42が、サンプリングされデジタル化されたX線データをDAS40から受け取り、高速画像再構成を実行する。再構成された画像は、コンピュータ44に入力として印加され、コンピュータ44は、画像を大容量記憶装置46に記憶させる。

【0016】コンピュータ44は又、キーボードを有するコンソール48を介して操作者からコマンド及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示装置50によって、操作者は、再構成画像及びコンピュータ44からのその他のデータを観測することができ

9

る。操作者が供給したコマンド及びパラメータをコンピュータ44によって用いて、DAS、X線制御器36及びガントリ・モータ制御器38へ制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ44は、テーブル・モータ制御器52を動作させ、テーブル・モータ制御器52は、モータ式テーブル54を制御してガントリ12内で患者28を配置する。具体的には、テーブル54は、患者28の部分をガントリ開口56を通して移動させる。

【0017】一実施例では、システム10は、物体、即ち、心臓の生理学的周期を特定(identify)し又は決定する同期ユニット、即ち、同期回路100を含んでいる。より明確に述べると、一実施例では、回路100は、コンピュータ44に結合されており、物体の複数の相、例えば、心収縮相及び心拡張相を含めて心臓を表す生理学的周期信号を発生する。システム10は、この生理学的信号を利用して、X線ビーム16の放出のタイミングと、DAS40を用いた投影データ・セグメントの収集速度と、ガントリ12の回転速度とを同期させ、心臓の画像が、心拍サイクルの所定の相、即ち、選択された相について形成されるようにする。

【0018】より明確に述べると、一実施例では、回路100は、患者28の心臓の電気的活性を測定し、即ち検出して、患者の心臓の各々の周期毎に心拍相信号を特定し又は決定する。一実施例では、患者28に取り付けられている少なくとも1つの電極(図示されていない)の出力信号が、回路100内に設けられている電子増幅器(図示されていない)へ供給され、増幅器が心拍相信号を発生する。例えば、図3に示すように、心拍周期信号の波形は、心臓の収縮状態、即ち心収縮相と、拡張状態又は心拡張相とを含む1つの心拍周期を示す。この信号のうち、Q、R及びSとラベルを付した部分は、QRSコンプレクスと呼ばれており、このうち、Rの特徴、即ち、R波が、信号全体の中で最も顕著で且つ最も振幅の高い特徴となっている。一実施例では、心拍周期は、各々の心拍周期の時間、及び心臓の各々の相のタイミングを決定する。心臓が1回の心拍周期を完了するのに要する時間量は、心拍時間 w として特定され、典型的には、あるR波から開始して次のR波の発生まで持続する時間として定義される。他の実施例では、心拍周期信号は、当業界で公知のEKG(心電図)サブシステム又は心臓監視装置によって発生されてもよい。

【0019】一実施例では、システム10は、ガントリ12の各回の回転中に投影データ集合の少なくとも一部、即ち、少なくとも1つのセグメントを収集することにより、患者28の体内の物体、例えば、心臓(図示されていない)全体の立体(volumetric)画像を形成するように構成されている。投影データ集合の全体を収集した後に、これらの投影データ・セグメントは組み合わせられ、再構成アルゴリズムを用いて、心臓の立体断面像を形成する。より明確に述べると、一実施例では、ガン

10

トリ12の回転中に、心臓の所定の相、即ち、操作者が選択した相について、所定の時間、即ち、所定の時間ウィンドウにわたって投影データの各々のセグメントが収集される。各々のX線源16が複数回の回転を完了した後に、画像再構成器42内に記憶されている再構成アルゴリズムが、各投影データ・セグメントを組み合わせ、所定の相についての心臓の立体断面画像を形成する。

【0020】より明確に述べると、一実施例では、システム10は、回路100を用いて、物体、即ち、心臓の生理学的周期、及び心臓の複数の相を特定する。次いで、操作者が、心臓の少なくとも1つの相を選択し、生理学的信号を利用して撮像を行う。例えば、操作者は、コンソール48を用いて心臓の収縮相を選択する。物体の選択された各々の相毎に、各々のX線源16の各回の回転中に、少なくとも1つの投影データのセグメントが収集される。

【0021】より明確に述べると、投影データの各々のセグメントは、一実施例では、選択された各々の相において、所定の撮像時間 R_t にわたってX線検出器アレイ22に向かってX線ビーム20を放出することにより形成され、即ち収集される。具体的には、各々のX線源16の各回の回転中に、X線ビーム20が、所定の撮像時間にわたって放出される。この時間中に各々の検出器アレイ22を介して収集される投影データは、角度位置の範囲に相当する。明確に述べると、回路100から供給される周期信号を用いて、X線ビーム16の放出が、各々の周期の所定の相における公称時間 R_t に制限される。より明確に述べると、生理学的周期信号を用いて、X線制御器36へ供給される信号を変更することにより、X線ビーム16の放出をオンにしたりオフにしたりする。一実施例では、撮像時間は、10ミリ秒乃至50ミリ秒の範囲にある。

【0022】X線ビーム20の放出中に検出器アレイ22から取得される投影データ・セグメントは、持続時間 R_t 内の角度位置の小部分、即ち、限定された部分に相当する。具体的には、周期信号はDAS40によって用いられて、各々の検出器アレイ22のサンプリング速度を変更し、素子26の出力がX線ビーム20の放出時間中のみサンプリングされるようにする。各々のX線源16の各回の後続の回転中に、選択された各々の相について、異なる半径角度、即ち投影角度についての投影データのセグメントが収集される。

【0023】一実施例では、各々のX線源16の各回の回転中に、投影データの少なくとも1つのセグメントが収集されるように、各々のX線源16の回転速度を変更し、即ち、決定する。より明確に述べると、一実施例では、物体の選択された各々の相についての投影データの各々のセグメントが異なる投影角度、即ち、投影角度の異なる範囲から収集されるように、各々のX線源16の回転速度を変更する。一実施例では、ガントリ・モータ

制御器38へ供給される信号を変更することにより、各々のX線源16が複数回回転し、(180°+ファン角度)の投影角度範囲について投影データが収集されるようにする。例えば、心臓の選択された各々の相についての投影データのセグメントが、225°の投影角度範囲から収集される。各々のセグメントが投影角度の約18°の変化に相当する結果として、撮像要求条件に応じて、1回の保息時間よりも短い約13秒乃至20秒で投影データの完全な集合を取得することができる。

【0024】より具体的に、一実施例では、各々のX線源16の回転速度は、1秒当たりの回転数の単位で表され、次の式に従って決定される。

$$V_G = 1 / (T_c \pm (n * R_t)) \quad *$$

$$V_G = [180 + (\gamma / n)] / [180 * w] \quad (\text{単位: 回転数/秒})$$

ここで、wは、生理学的周期の時間(秒)であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲(度)であり、nは、完全な投影データ集合を収集するための選択された整数の周期数である。

$$V_G = [360 + (\gamma / n)] / [360 * w] \quad (\text{単位: 回転数/秒})$$

ここで、wは、生理学的周期の時間(秒)であり、 γ は、完全な投影データ集合を得るための投影角度範囲(度)であり、nは、完全な投影データ集合を収集するための選択された整数の周期数である。

【0029】各々のX線源16の回転速度を変更するというこの方法を用いると、各々の生理学的周期内のデータの幅(スパン)は、($\gamma / (360 * V_G)$)秒から($\gamma / (360 * V_G * n)$)秒まで改善され、ファクタnによる改善となる。例えば、この方法をシングル・スライス式CINE CTモードに用いると、1スライス分の投影データに相当する投影データ集合が(n * t)秒で収集される。又、各々のX線源16の回転速度をヘリカル・モードにおいてこの方法に従って変更して投影データを得、物体の1回の走査で立体データを形成することもできる。

【0030】より明確に述べると、一実施例では、マルチ・スライス式ヘリカルCTスキャン・モードにおいて、相対的に速いテーブル速度を用いて投影データを収集する。多数の行から成る各々の検出器アレイ22を用いると、高速で立体範囲を網羅することができる。具体的には、テーブル速度sが下の式に従って決定されるように、テーブル制御器52によって決定されるテーブル54の速度を変更したときに、z分解能の劣化が最小化される。即ち、

$$(i * d) / w$$

ここで、dは、検出器アレイ22の検出器行間隔であり、iは、整数である。

【0031】例えば、dが5mmに等しく、wが0.8秒に等しく、iが3に等しいならば、テーブル54の速度が18.95mm/秒のときにz分解能の劣化が最小化される。

*ここで、 T_c は、秒の単位で表される心拍周期時間であり、nは、整数の定数であり、 R_t は、秒の単位で表される所定の撮像時間である。

【0026】例えば、nが1に等しく、 T_c が1秒に等しく、 R_t が0.05秒に等しいならば、各々のX線源16の回転速度は、1秒当たり約1.05回転乃至1秒当たり約0.95回転となる。結果として、画質の要求条件に応じて、投影データ・セグメントの完全な集合が13秒乃至20秒で収集される。

【0027】一実施例では、投影データの完全な集合を収集するのに要求される時間は、次の式に従って各々のX線源の回転速度を変更することにより短縮することができる。即ち、

*【0028】代替的な実施例では、投影データの完全な集合を収集するのに要求される時間は、次の式に従って各々のX線源16の回転速度を変更することにより短縮することもできる。即ち、

【0032】一実施例では、投影データのセグメントを収集した後に、各セグメントを組み合わせる投影データ集合とし、この投影データ集合から物体の断面画像を形成する。より明確に述べると、選択された相について収集された投影データ・セグメントを組み合わせることにより、物体の選択された各々の相毎に投影データ集合が形成される。例えば、第1の選択された相が心臓の収縮相である場合には、心臓の収縮相について複数の投影角度から収集された投影データ・セグメントを組み合わせることにより、第1の投影データ集合が形成される。同様の方式で、次いで、物体の更なる選択された各々の相毎に別個の投影データ集合が形成される。例えば、心臓の拡張期から収集された投影データ・セグメントを組み合わせることにより、第2の投影データ集合を形成することができる。

【0033】一実施例では、選択された相について形成された投影データ集合を用いて、物体全体の断面画像を形成する。より明確に述べると、一実施例では、画像再構成器42に記憶されている再構成アルゴリズムを用いて、物体の選択された各々の相毎に断面画像、即ち立体断層像が形成される。各々の投影データ集合を用いて、物体の選択された各々の相毎に別個の物体全体の断面画像を形成する。例えば、システム10を、操作者が第1の相のみを選択して画像を形成する単一心拍相モードを用いると、投影データの第1の集合を用いて、第1の相における心臓全体の断面画像を形成する。

【0034】一実施例では、回路100は又、各々の生理学的周期を監視して、不整状態、即ち、異常状態が存在するか否かを決定し、収集された投影のセグメントが有効であるか否かを決定する。より明確に述べると、一実施例では、回路100は、選択された数の周期の時間

13

を測定することにより、平均周期時間を決定する。物体の完了した各々の周期毎に、回路 100 は、平均周期時間と、完了した周期の周期時間とを比較する。完了した周期時間が、平均周期時間に許容差をプラス又はマイナスしたものを上回っているならば、完了した周期は、不整周期であるものと特定される。不整周期が存在すると、収集された投影データのセグメントが、選択された相を表さなくなる。一実施例では、不整周期中に収集されたセグメントは用いられず、置換用の投影データのセグメントが収集される。

【0035】多相心拍モードと定義される代替的な実施例では、各々の X 線源 16 の各回の回転中に、物体の複数の選択された相から投影データ集合が形成される。より明確に述べると、投影データのセグメントは上述と同様に収集されるが、各々の X 線源 16 を各回の回転中に複数回オンにして、投影データのセグメントが各回の回転中に物体の複数の選択された相から収集されるようにする点異なる。多相心拍モードのもう 1 つの実施例では、投影データのセグメントは、各々の X 線源 16 の各回の回転中に物体の選択された各々の相についての複数のセグメントから収集される。

【0036】この多相心拍イメージング・モードでは、選択された各々の心拍相毎に別個の画像が形成されるように、ガントリ 12 の各回の回転中に複数の選択された心拍相について投影データが収集される。より明確に述べると、一実施例では、多相心拍イメージング・モードは、単一相心拍イメージング・モードと同様に動作するが、心臓の複数の相について別個の画像が形成される点異なる。最初に、利用者は、撮像したい複数の心拍相を決定し、即ち選択する。選択された各々の相の間の時間量を変更することにより、心臓の異なる相の画像を、例えば、心収縮相及び心拡張相について形成することができる。複数の相を選択した後に、ガントリ 12 は前述のように回転する。ガントリ 12 の各回の回転について、選択された各々の心拍相毎に X 線ビーム 20 が線源 14 から検出器アレイ 22 に向かって放出され、選択された各々の心拍相毎に投影データのセグメントが検出器アレイ 22 によって収集される。具体的には、前述のように、回路 100 を用いて、ガントリ 12 の回転速度及び DAS 40 のサンプリング速度を、複数の心拍相について投影データが収集されるように変更する。前述のようにして各々の心拍相毎に投影の完全な集合を収集した後に、再構成アルゴリズムが、心臓の選択された各々の相についての立体画像を形成する。

【0037】上述のモードを用いると共に、ガントリ 12 の回転速度を増大させることにより、所与の器官の網羅範囲についての画像時間分解能又は全走査時間のいずれかが大幅に改善される。例えば、単一の心拍周期中に

14

ガントリ 12 が 2 回の完全な回転を完了するようにガントリ 12 を回転させる場合には、心拍周期当たり 1 回転を完了するシステムに対して 50% 分、時間分解能が改善される。

【0038】本発明の更にもう 1 つの実施例では、投影データの多数のセグメントを短時間、例えば、4 秒間で取得することにより、心臓壁の運動の画像を形成することもできる。代替的な実施例では、投影データの連続的なセグメントを収集して、心拍周期の異なる相についてデータを並べ換え (rebin) する。

【0039】以上に述べたイメージング・システムは、物体の選択された相についての投影データのセグメントを収集することにより、運動する物体の画像を形成して、モーション・アーティファクトが最小化されるようにしている。加えて、このイメージング・システムは、物体の選択された各々の相毎に物体全体の断面画像を形成する。

【0040】本発明の様々な実施例についての以上の記載から、本発明の目的が達成されたことは明らかである。本発明を詳細に記述すると共に図解したが、これらは、説明及び例示のみを意図するものであって、限定的なものとは解釈すべきでないことを明瞭に理解されたい。例えば、イメージング・システムは、少なくとも 1 つの回転式 X 線源と、少なくとも 1 つの位置固定式検出器アレイとを有する「第 4 世代」システムとして構成されていてもよい。従って、本発明の要旨及び範囲は、特許請求の範囲によって限定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】CT イメージング・システムの見取り図である。

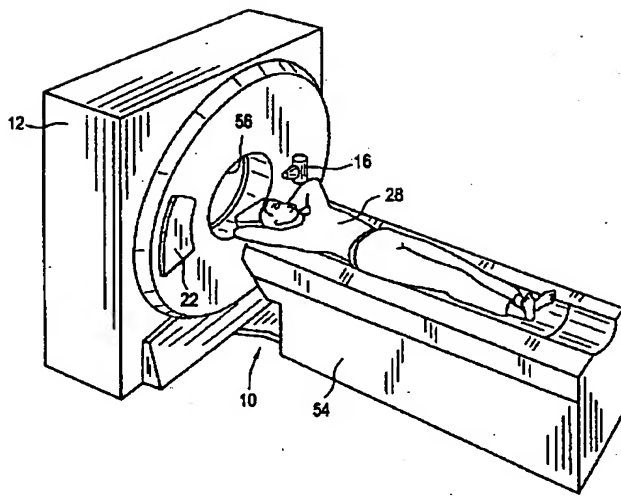
【図 2】図 1 に示すシステムの概略的なブロック図である。

【図 3】心臓の生理学的周期の説明図である。

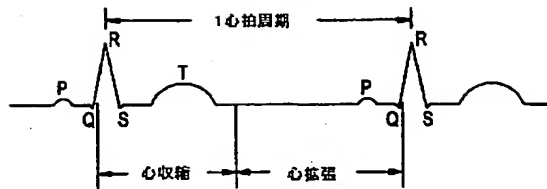
【符号の説明】

- 10 イメージング・システム
- 12 ガントリ
- 16 X 線源
- 18 焦点
- 20 X 線ビーム
- 22 検出器
- 26 検出器素子
- 28 患者
- 30 アイソセンタ
- 34 制御機構
- 50 陰極線管表示装置
- 54 テーブル
- 56 ガントリ開口

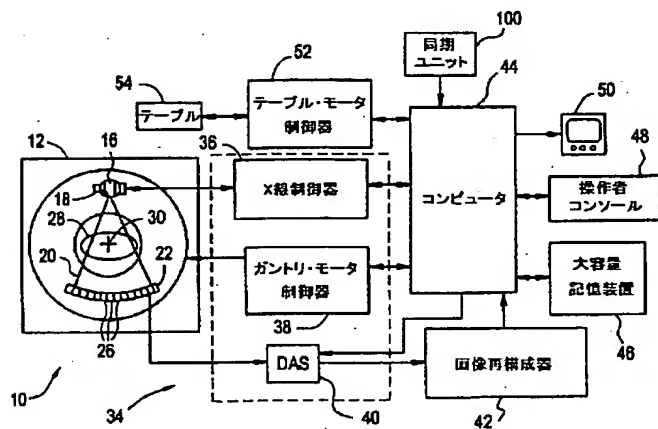
【図1】



【図3】



【図2】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジャン・ヘシエー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
ケシャー、エリン・レーン、1736番
- (72)発明者 スタンレー・フォックス
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブル
ックフィールド、アン・リタ・ドライブ、
21485番

- (72)発明者 キンヨアー・アチャルヤ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブル
ックフィールド、リッジウェイ・ロード、
1325番
- (72)発明者 ヒュー・デビッド・ヘー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
ケシャー、リンカーンシャイアー・コー
ト、2806番

(72) 発明者 イー・サン
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
 ケシャ、リンカーンシャー・コート、
 2806番

【外国語明細書】

1. Title of Invention**VOLUMETRIC COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM
FOR CARDIAC IMAGING****2. Claims**

1. A method for generating an image of an object using a computed tomography (CT) imaging system, the imaging system including at least one x-ray detector array and at least one rotating x-ray source projecting an x-ray beam, said method comprising the steps of:

identifying a physiological cycle of the object, the cycle comprising a plurality of phases;

selecting at least one phase of the object

collecting at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source;

generating a projection data set by combining the projection data segments; and

generating a cross-sectional image of the entire object from the projection data set.

2. A method in accordance with Claim 1 wherein generating a projection data set by combining the projection data segments comprises the step of generating a projection data set for each selected phase of the object by combining the projection data segments collected for the selected phase.

3. A method in accordance with Claim 1 wherein collecting at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source comprises the steps of:

rotating each x-ray source a plurality of rotations; and

emitting an x-ray beam from each x-ray source toward each x-ray detector array from a plurality of projection angles.

4. A method in accordance with Claim 3 wherein collecting at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source further comprises the step of collecting each segment of projection data for the selected phase from a different projection angle.

5. A method in accordance with Claim 4 wherein collecting each segment of projection data for the selected phase from a different projection angle comprises the step of altering a rotational speed of each x-ray source.

6. A method in accordance with Claim 5 wherein emitting an x-ray beam from each x-ray source toward each x-ray detector array from plurality of projection angles comprises the step of emitting an x-ray beam from each x-ray source for a determined imaging temporal period.

7. A method in accordance with Claim 6 wherein the rotational speed of each x-ray source is determined in accordance with:

$$V_G = \frac{1}{(T_c \pm (n * R_t))} \quad (\text{in revolutions per second}),$$

where:

T_c is the cardiac cycle time in seconds;

n is an integer constant; and

R_t is the determined imaging temporal period in seconds.

8. A method in accordance with Claim 6 wherein collecting at least one segment of projection data for each cycle of the object comprise the step of altering the rotational speed of each x-ray source in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{180 + \frac{\gamma}{n}}{180 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is a period of a physiological cycle (in seconds),

γ is a projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected integer number of cycles to collect a complete projection data set.

9. A method in accordance with Claim 6 wherein collecting at least one segment of projection data for each cycle of the object comprise the step of altering the rotational speed of each x-ray source in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{360 + \frac{\gamma}{n}}{360 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is a period of a physiological cycle (in seconds),

T is a projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected number of cycles to collect a complete projection data set.

10. A method in accordance with Claim 1 wherein the imaging system includes a first x-ray source, a second x-ray source, a first detector array and a second detector array.

11. A method in accordance with Claim 1 wherein selecting at least one phase of the object comprises the steps of:

selecting a first selected phase of the object; and

selecting a second selected phase of the object.

12. A method in accordance with Claim 1 wherein identifying a physiological cycle of the object comprises the step of identifying a physiological cycle of a heart including a systolic phase and a diastolic phase.

13. A method in accordance with Claim 1 wherein identifying a physiological cycle of the object comprises the step of identifying a physiological cycle of a respiratory system.

14. A method in accordance with Claim 1 wherein generating a projection data set by combining the projection data segments comprises the steps of:

rotating each x-ray source a plurality of projection angles;

collecting projection data for a plurality of projection angles using each detector array; and

rebining the projection data for each selected phase of the object.

15. A method in accordance with Claim 1 wherein collecting at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source comprises the steps of:

detecting an arrhythmic cycle of the object; and

collecting replacement projection data for the projection data collected during the arrhythmic cycle.

16. A computed tomography (CT) imaging system for generating an image of an object, said imaging system including at least one x-ray detector array and at least one rotating x-ray source projecting an x-ray beam, said imaging system configured to:

identify a physiological cycle of the object, the cycle comprising a plurality of phases;

allow an operator to select at least one phase of the object;

collect at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each said x-ray source;

generating a projection data set by combining said projection data segments; and

generate a cross-sectional image of the entire object from said projection data set.

17. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to generate a projection data set by combining said projection data segments, said imaging system configured to generate said projection data set for each said selected phase of the object by combining said projection data segments collected for the selected phase.

18. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to collect at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each said x-ray source, said imaging system configured to:

rotate each said x-ray source a plurality of rotations; and

emitting an x-ray beam from each said x-ray source toward each said x-ray detector array from a plurality of projection angles.

19. An imaging system in accordance with Claim 18 wherein to collect at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each said x-ray source, wherein, said imaging system further configured to collect each segment of projection data for the selected phase from a different projection angle.

20. An imaging system in accordance with Claim 19 wherein to collect each segment of projection data for the selected phase from a different projection angle, said system configured to alter a rotational speed of each said x-ray source.

21. An imaging system in accordance with Claim 20 wherein to emit an x-ray beam from each said x-ray source toward each said x-ray detector array from plurality of projection angles, said imaging system configured to emit an x-ray beam from each said x-ray source for a determined imaging temporal period.

22. An imaging system in accordance with Claim 21 wherein the rotational speed of each x-ray source is determined in accordance with:

$$V_0 = \frac{1}{(T_c \pm (n * R_t))} \quad (\text{in revolutions per second}),$$

where:

T_c is the cardiac cycle time in seconds;

n is an integer constant; and

R_t is said determined imaging temporal period in seconds.

23. An imaging system in accordance with Claim 21 wherein to collect at least one segment of projection data for each cycle of the object, said imaging system configured to alter the rotational speed of each said x-ray source in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{180 + \frac{\gamma}{n}}{180 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is a period of a physiological cycle (in seconds),

γ is a projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected integer number of cycles to collect a complete projection data set.

24. An imaging system in accordance with Claim 21 wherein to collect at least one segment of projection data for each cycle of the object, said imaging system configured to alter the rotational speed of each said x-ray source in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{360 + \frac{\gamma}{n}}{360 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is a period of a physiological cycle (in seconds),

γ is a projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected number of cycles to collect a complete projection data set.

25. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein said imaging system includes a first x-ray source, a second x-ray source, a first detector array and a second detector array.

26. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to allow an operator to select at least one phase of the object, said imaging system configured to:

allow the operator to select a first selected phase of the object; and

allow the operator to select a second selected phase of the object.

27. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to identify a physiological cycle of the object, said imaging system configured to identify a physiological cycle of a heart comprising a systolic phase and a diastolic phase.

28. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to identify a physiological cycle of the object, said imaging system configured to identify a physiological cycle of a respiratory system.

29. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to generate a projection data set by combining the projection data segments, said imaging system configured to:

rotate each said x-ray source a plurality of projection angles;

collect projection data for a plurality of projection angles using each said detector array; and

rebin the projection data for each selected phase of the object.

30. An imaging system in accordance with Claim 16 wherein to collect at least one segment of projection data for each selected phase of the object during each rotation of each said x-ray source, said imaging system configured to:

detect an arrhythmic cycle of the object; and

collect replacement projection data for the projection data collected during said arrhythmic cycle.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

This invention relates generally to computed tomography (CT) imaging and more particularly, to generating images of a moving object.

In at least one known CT system configuration, an x-ray source projects a fan-shaped beam which is collimated to lie within an X-Y plane of a Cartesian coordinate system and generally referred to as the "imaging plane". The x-ray beam passes through the object being imaged, such as a patient. The beam, after being attenuated by the object, impinges upon an array of radiation detectors. The intensity of the attenuated beam radiation received at the detector array is dependent upon the attenuation of the x-ray beam by the object. Each detector element of the array produces a separate electrical signal that is a measurement of the beam attenuation at the detector location. The attenuation measurements from all the detectors are acquired separately to produce a transmission profile.

In at least one known type of imaging system, commonly known as a computer tomography (CT) system, the x-ray source and the detector array are rotated with a gantry within the imaging plane and around the object to be imaged so that the angle at which the x-ray beam intersects the object constantly changes. A group of x-ray attenuation measurements, i.e., projection data, from the detector array at one gantry angle is referred to as a "view". A "scan" of the object comprises a set of views made at different gantry angles during one revolution of the x-ray source and detector. In an axial scan, the projection data is processed to construct an image that corresponds to a two dimensional slice taken through the object.

One method for reconstructing an image from a set of projection data is referred to in the art as the filtered backprojection technique. This process converts the attenuation measurements from a scan into integers called "CT

numbers" or "Hounsfield units", which are used to control the brightness of a corresponding pixel on a cathode ray tube display.

To reduce the total scan time required for multiple slices, a "helical" scan may be performed. To perform a "helical" scan, the patient is moved while the data for the prescribed number of slices is acquired. Such a system generates a single helix from a one fan beam helical scan. The helix mapped out by the fan beam yields projection data from which images in each prescribed slice may be reconstructed. In addition to reduced scanning time, helical scanning provides other advantages such as improved image quality and better control of contrast.

In helical scanning, and as explained above, only one view of data is collected at each slice location. To reconstruct an image of a slice, the other view data for the slice is generated based on the data collected for other views. Helical reconstruction algorithms are known, and described, for example, in C. Crawford and K. King, "Computed Tomography Scanning with Simultaneous Patient Translation," Med. Phys. 17(6), Nov/Dec 1990.

In order to generate images of a rapidly moving object, such as a heart, known imaging systems have minimized motion artifacts, caused by the movement of the heart, by utilizing a high rotational speed gantry or by incorporating electron beam technology. However, the high speed gantry system significantly increases the force applied to the x-ray source and the detector affecting performance of the system. The electron beam technology requires a very complex design that significantly increases the cost of the scanner. As a result, few systems are capable of generating images of a moving heart without generating images containing significant motion artifacts.

To generate images of a moving object, it is desirable to provide an imaging system which gathers segments of projection data of a selected phase of the object so that by combining the segments motion artifacts are minimized. It would also be desirable to provide such a system which generates a cross-sectional image of the entire object for a selected phase of the object.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

These and other objects may be attained by a CT imaging system that generates images of an entire object of interest using segments of projection data collected from a plurality of projection angles for a selected phase of the object. In accordance with one embodiment of the present invention, the imaging system includes at least one rotating x-ray source and at least one detector array. A physiological cycle unit, or circuit, is utilized to generate a physiological cycle signal of the object. The cycle signal represents the time period of each cycle of the object including a plurality of phases. To generate an image of the object for a selected phase, an operator selects at least one phase of the object. For each selected phase of the object, at least one segment of projection data is collected during each rotation of each x-ray source.

More specifically, each segment of projection data is generated, or collected, by emitting an x-ray beam toward an x-ray detector array for a determined imaging temporal period for each selected phase during each rotation. Particularly, as each x-ray source is rotated, an x-ray beam is emitted for the determined imaging temporal period. As a result, a segment of projection data is collected via each detector array. Each segment represents a small range of angular positions. By altering a rotational speed of each x-ray source, segments of projection data are collected from different projection angles as each x-ray source is rotated. More particularly, the rotational speed of each x-ray source is altered so that each segment of projection data for each selected phase of the object is collected from a different projection angle, or range of projection angles. By completing a plurality of rotations of each x-ray source, projection data is collected for a projection angle range of (180 degrees plus a fan angle).

To generate an image of the selected phase of the object, the segments of projection data collected from the different projection angles are combined. More specifically, the collected segments for a selected phase of the object are combined into a set of projection data for the selected phase. The projection data

set is then used to reconstruct a cross-sectional image of the object for the selected phase.

In alternative embodiments, the imaging system collects segments of projection data for a plurality of phases of the object during each rotation of each x-ray source. More specifically, after selecting a plurality of phases, at least one segment of projection data is collected for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source.

The above described imaging system generates images of a moving object by gathering segments of projection data for a selected phase of the object so that motion artifacts are minimized. In addition, the imaging system generates cross-sectional images of the entire object for each selected phase of the object.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to Figures 1 and 2, an imaging system 10 is shown as a "third generation" computed tomography (CT) imaging system including a gantry 12 having at least one rotating x-ray source 16 that projects from a focal spot 18 a beam of x-rays 20 toward a detector array 22. X-ray beams 20 extend from source 16 along a beam plane 24. Beam plane 24, generally referred to as the "fan beam plane", contains the centerline of focal spot 18 and the centerline of beam 20 of each source 16. Each x-ray beam 20 is collimated by a collimator (not shown) to lie within in an X-Y plane of a Cartesian coordinate system and generally referred to as an "imaging plane". Each detector array 22 is formed by an array of detector elements 26 which together sense the projected x-rays that

pass through a medical patient 28. Detector array 22 may be a single slice detector or a multislice detector. Each detector element 26 produces an electrical signal that represents the intensity of an impinging x-ray beam and hence the attenuation of the beam as it passes through patient 28. During a scan to acquire x-ray projection data, gantry 12 and the components mounted thereon rotate about a center of rotation, or iso-center, 30.

Rotation of gantry 12 and the operation of each x-ray source 16 are governed by a control mechanism 34 of CT system 10. Control mechanism 34 includes an x-ray controller 36 that provides power and timing signals to each x-ray source 16 and a gantry motor controllers 38 that controls the rotational speed and position of gantry 12. More specifically, altering the signals supplied to x-ray controller 36 determines when and for how long x-ray beam 20 is emitted from each x-ray source 16. Similarly, the rotational speed of gantry 12 is determined, or altered, by supplying the appropriate signals to gantry motor controller 38. A data acquisition system (DAS) 40 in control mechanism 34 samples analog data from detector elements 26 and converts the data to digital signals for subsequent processing. A sampling rate of DAS 40 is adjustable, or variable, so that the rate at which the data supplied from elements 26 may be increased or decreased. An image reconstructor 42 receives sampled and digitized x-ray data from DAS 40 and performs high speed image reconstruction. The reconstructed image is applied as an input to a computer 44 which stores the image in a mass storage device 46.

Computer 44 also receives commands and scanning parameters from an operator via console 48 that has a keyboard. An associated cathode ray tube display 50 allows the operator to observe the reconstructed image and other data from computer 44. The operator supplied commands and parameters are used by computer 44 to provide control signals and information to DAS 40, x-ray controller 36 and gantry motor controller 38. In addition, computer 44 operates a table motor controller 52 which controls a motorized table 54 to position patient

28 in gantry 12. Particularly, table 54 moves portions of patient 28 through a gantry opening 56.

In one embodiment, system 10 includes a synchronization unit, or circuit 100 to identify or determine, a physiological cycle of the object, i.e., a heart. More specifically and in one embodiment, circuit 100 is coupled to computer 44 and generates a physiological cycle signal representative of the heart including a plurality of phases of the object, e.g., a systole and a diastole phases. System 10 utilizes the physiological signal to synchronize the timing of the emission of x-ray beam 16, the collection rate of projection data segments using DAS 40, and the rotational speed of gantry 12 so that an image of the heart is generated for the determined, or selected, phase of a heart cycle.

More specifically and in one embodiment, circuit 100 measures, or detects, the electrical activity of the heart of patient 28 to identify or determine the cardiac phase signal for each cycle of a patient's heart. In one embodiment, an output signal of at least one electrode (not shown) attached to patient 28 is supplied to an electronic amplifier (not shown) within circuit 100 which generates the cardiac phase signal. For example, and as shown in Figure 3, the cardiac cycle signal waveform illustrates one cardiac cycle including the systole condition, or phase, and a diastole condition or phase, of the heart. The portion of the signal which is labeled Q, R and S is referred to as the QRS complex, in which the R-feature, or R-wave, is the most prominent, highest amplitude, feature of the entire signal. In one embodiment, the cardiac cycle determines the period of each heart cycle and the timing of each phase of the heart. The amount of time required for the heart to complete one cardiac cycle is identified as a cardiac period, w , and typically is defined as beginning with a R-wave and continuing until the occurrence of the next R-wave. In other embodiments, the cardiac cycle signal may be generated by an EKG subsystem or heart monitoring device as known in the art.

In one embodiment, system 10 is configured to generate a volumetric image of an entire object within patient 28, for example a heart (not shown), by collecting at least one portion, or segment, of a projection data set during each rotation of gantry 12. After collecting the entire projection data set, the projection data segments are combined and a reconstruction algorithm is used to generate the volumetric tomographic image of the heart. More specifically and in one embodiment, each segment of projection data is collected for a determined time period, or temporal window for a pre-determined, or operator selected, phase of the heart during rotation of gantry 12. After completing a plurality rotations of each x-ray source 16, a reconstruction algorithm stored within image reconstructor 42 combines the projection data segments and generates a volumetric cross-sectional image of the heart for the determined phase.

More specifically and in one embodiment, system 10 utilizes circuit 100 to identify the physiological cycle of the object, i.e., a heart and a plurality of phases of the heart. An operator then selects at least one phase of the heart to image using the physiological signal. For example, the operator utilizes console 48 to select a systole phase of the heart. For each selected phase of the object, at least one segment of projection data is collected during each rotation of each x-ray source 16.

More specifically, each segment of projection data, in one embodiment, is generated, or collected, by emitting an x-ray beam 20 toward an x-ray detector array 22 for a determined imaging temporal period, R_t , during each selected phase. Particularly, during each rotation of each x-ray source 16, an x-ray beam 20 is emitted for the determined imaging temporal period. The projection data collected via each detector array 22 during the temporal period represents a range of angular positions. Specifically, utilizing the cycle signal supplied from circuit 100, the emission of x-ray beam 16 is limited to the nominal period of R_t at the defined phase of each cycle. More specifically, utilizing the physiological cycle signal, the emission of x-ray beam 16 is turned on and off by altering a signal

supplied to x-ray controller 36. In one embodiment, the imaging temporal period is in a range of 10mS to 50mS.

The projection data segment acquired from detector array 22 during the emission of x-ray beam 20 represents a small, or limited, portion of angular positions within the time duration of Rt. Particularly, the cycle signal is utilized by DAS 40 to alter the sampling rate of each detector array 22 so that the outputs of elements 26 are sampled only during the period of emission of x-ray beam 20. During each subsequent rotation of each x-ray source 16, a segment of projection data is collected for a different radial, or projection, angle for each selected phase.

In one embodiment, a rotational speed of each x-ray source 16 is altered, or determined, so that at least one segment of projection data is collected during each rotation of each x-ray source 16. More specifically and in one embodiment, the rotational speed of each x-ray source 16 is altered so that each segment of projection data for each selected phase of the object is collected from a different projection angle, or range of projection angles. In one embodiment, by altering the signals supplied to gantry motor controller 38, each x-ray source 16 is rotated a plurality of rotations so that projection data is collected for a projection angle range of (180 degrees plus a fan angle). For example, segments of projection data for each selected phase of the heart are collected from a projection angle range of 225 degrees. As a result of each segment representing an approximate 18 degree change in projection angle, a complete set of projection data may be acquired in about 13 to 20 seconds, less than a single breath-holding time, depending upon the imaging requirements.

More particularly and in one embodiment, the rotational speed of each

x-ray source 16, in rotations per second, is determined in accordance with:

$$V_G = \frac{1}{(T_c \pm (n * R_t))},$$

where:

T_c is the cardiac cycle time in seconds;

n is an integer constant; and

R_t is the determined imaging temporal period in seconds.

For example, if n equals one, T_c equals 1 second and R_t equals 0.05 seconds, the rotating speed of each x-ray source 16 is approximately 1.05 revolutions per second or 0.95 revolutions per second. As a result, a complete set of projection data segments is collected in 13 to 20 seconds depending on image quality requirements.

In one embodiment, the time required to collect a complete set of projection data may be reduced by altering the rotational speed of each x-ray source 16 in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{180 + \frac{\gamma}{n}}{180 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is the period of a physiological cycle (in seconds),

γ is the projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected integer number of cycles to collect a complete projection data set.

In an alternative embodiment, the time required to collect a complete set of projection data may be reduced by altering the rotational speed of each x-ray source 16 in accordance with:

$$V_G = \left(\frac{360 + \frac{\gamma}{n}}{360 * w} \right), \quad (\text{in rotations per second})$$

where:

w is the period of a physiological cycle (in seconds),

γ is the projection angle range for a complete projection data set (in degrees), and

n is a selected integer number of cycles to collect a complete projection data set.

Using this method of altering the rotational speed of each x-ray source 16, the data span within each physiological cycle is improved from $(\gamma/(360 * V_G))$ seconds to $(\gamma/(360 * V_G * n))$ seconds, and improvement of a factor of n. For example, utilizing this method in a single slice CINE CT mode, a projection data set representing one slice of projection data is collected in $(n * t)$ seconds. The rotation speed of each x-ray source 16 may also be altered in accordance with this method in a Helical mode to obtain projection data to generate a volumetric data in one scan of the object.

More specifically and in one embodiment, in a multi-slice helical CT scan mode, projection data is collected using a relatively fast table speed. Using multiple rows of each detector array 22, fast volume coverage is achieved. Particularly, z resolution degradation is minimized when the speed of table 54, as determined by table controller 52, is altered so that the table speed, s, is

determined in accordance with:

$$(i \cdot d)/w,$$

where,

d is a detector row spacing of detector array 22, and

i is an integer.

For example, where d equals 5 mm, w equals 0.8 seconds and i equals 3, the z resolution degradation is minimized when the speed of table 54 is 18.95 mm/second.

In one embodiment, after collecting the segments of projection data, the segments are combined into a projection data set and a cross-sectional image of the object is generated from the projection data set. More specifically, a projection data set is generated for each selected phase of the object by combining the projection data segments collected for the selected phase. For example, where a first selected phase is a systole phase of the heart, a first projection data set is generated by combining the projection data segments collected from the plurality of projection angles for the systole phase of the heart. In a similar manner, a separate projection data set is then generated for each additional selected phase of the object. For example, a second projection data set may be generated by combining the projection data segments collected from the diastole phase of the heart.

In one embodiment, the projection data set generated for a selected phase is utilized to generate a cross-sectional image of the entire object. More specifically and in one embodiment, a cross-sectional, or volumetric tomographic, image is generated, using a reconstruction algorithm stored in image reconstructor 42, for each selected phase of the object. Each projection data set is used to generate a separate cross-sectional image of the entire object for each selected phase of the object. For example, using system 10 in a single

cardiac phase mode, where the operator selects only a first phase to generate an image, the first set of projection data is used to generate a cross-sectional image of the entire heart in the first phase.

In one embodiment, circuit 100 also monitors each physiological cycle to determine if an arrhythmic, or abnormal, condition exists to determine whether the segments of projection collected are valid. More specifically and in one embodiment, circuit 100 determines an average cycle period by measuring the time period of a selected number of cycles. For each completed cycle of the object, circuit 100 compares the average cycle period to a cycle period for the completed cycle. If the completed cycle period exceeds the average cycle period plus or minus a tolerance, the completed cycle is identified as an arrhythmic cycle. The arrhythmic cycle causes the collected segments of projection data to not represent the selected phase. In one embodiment, the segments collected during the arrhythmic cycle are not used and replacement segments of projection data are collected.

In an alternative embodiment defined as a multi-phase cardiac mode, projection data sets are generated from a plurality of selected phases of the object during each rotation of each x-ray source 16. More specifically, segments of projection data are collected as described above except that each x-ray source 16 is turned on a plurality of times during each rotation so that segments of projection data are collected from plurality of selected phases of the object during each rotation. In another embodiment of the multi-phase cardiac mode, segments of projection data are collected from a plurality of segments for each selected phase of the object during each rotation of each x-ray source 16.

In the multi-phase cardiac imaging mode, projection data is collected for a plurality of selected cardiac phases during each rotation of gantry 12 so that separate images are generated for each selected cardiac phase. More specifically and in one embodiment, the multi-phase cardiac imaging mode operates similar to the single phase cardiac imaging mode except separate images are generated

for a plurality of phases of the heart. Initially, the user determines, or selects, a plurality of cardiac phases to be imaged. By altering the amount of time between each selected phase, images of different phases of the heart may be generated, for example for a systolic and a diastolic phase. After selecting a plurality of phases, gantry 12 is rotated as described above. For each rotation of gantry 12, x-ray beam 20 is emitted from source 14 toward detector array 22 for each selected cardiac phase and a segment of projection data is collected by detector array 22 for each selected cardiac phase. Particularly and as described above, utilizing circuit 100, the rotational speed of gantry 12 and the sampling rate of DAS 40 are altered so that projection data is collected for the plurality of cardiac phases. After collecting a complete set of projection for each cardiac phase as described above, the reconstruction algorithm generates a volumetric image of each selected phase of the heart.

Utilizing the above described mode and by increasing the rotational speed of gantry 12, either the image temporal resolution or the total scan time for a given organ coverage is significantly improved. For example, if gantry 12 is rotated so that gantry 12 completes two complete rotation during a single cardiac cycle, the temporal resolution is improved by 50% versus a system completing one rotation per cardiac cycle.

In yet another embodiment of the present invention, an image of cardiac wall motion may be generated by acquiring multiple segments of projection data during a short period of time, for example four seconds. In an alternative embodiment, continuous segments of projection data is collected and the data is rebinned for different phases of a cardiac cycle.

The above described imaging system generates images of a moving object by gathering segments of projection data for a selected phase of the object so that motion artifacts are minimized. In addition, the imaging system generates cross-sectional images of the entire object for each selected phase of the object.

From the preceding description of various embodiments of the present invention, it is evident that the objects of the invention are attained. Although the invention has been described and illustrated in detail, it is to be clearly understood that the same is intended by way of illustration and example only and is not to be taken by way of limitation. For example, imaging system may be configured as a "fourth generation" system having at least one rotating x-ray source and at least one fixed position detector array. Accordingly, the spirit and scope of the invention are to be limited only by the terms of the appended claims.

4. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a pictorial view of a CT imaging system.

Figure 2 is a block schematic diagram of the system illustrated in Figure 1.

Figure 3 is a illustration of a physiological cycle of a heart.

FIG. 1

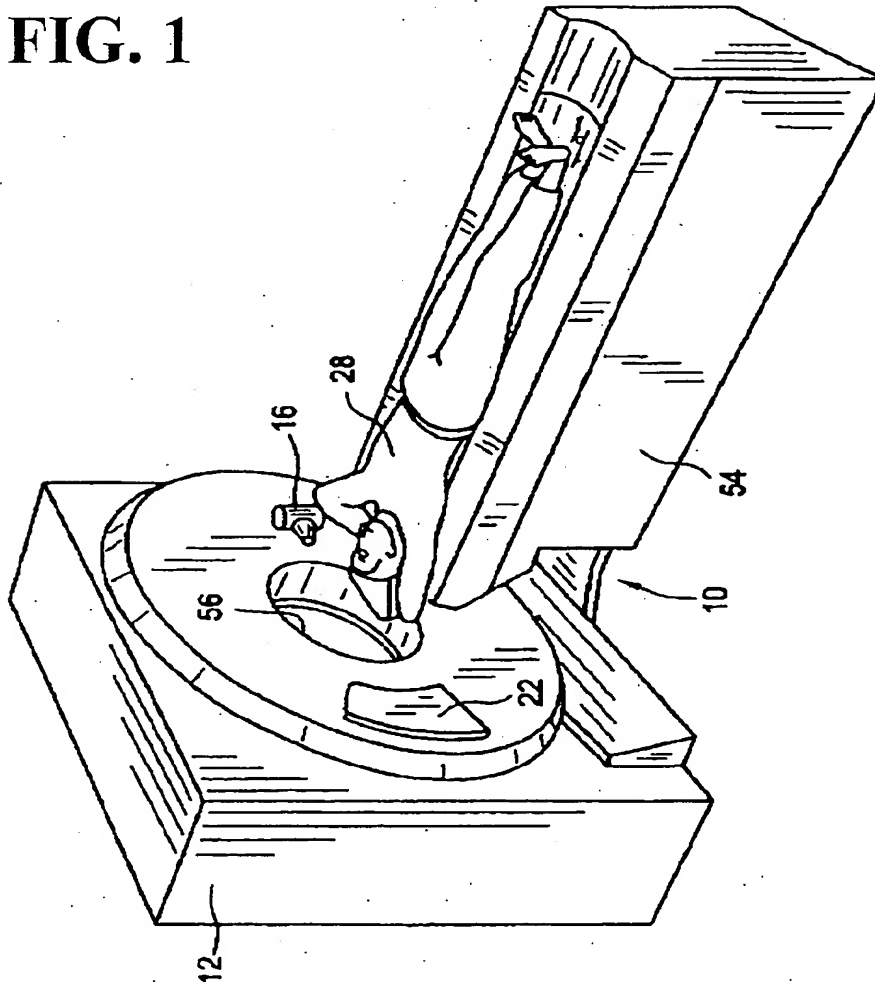


FIG. 2

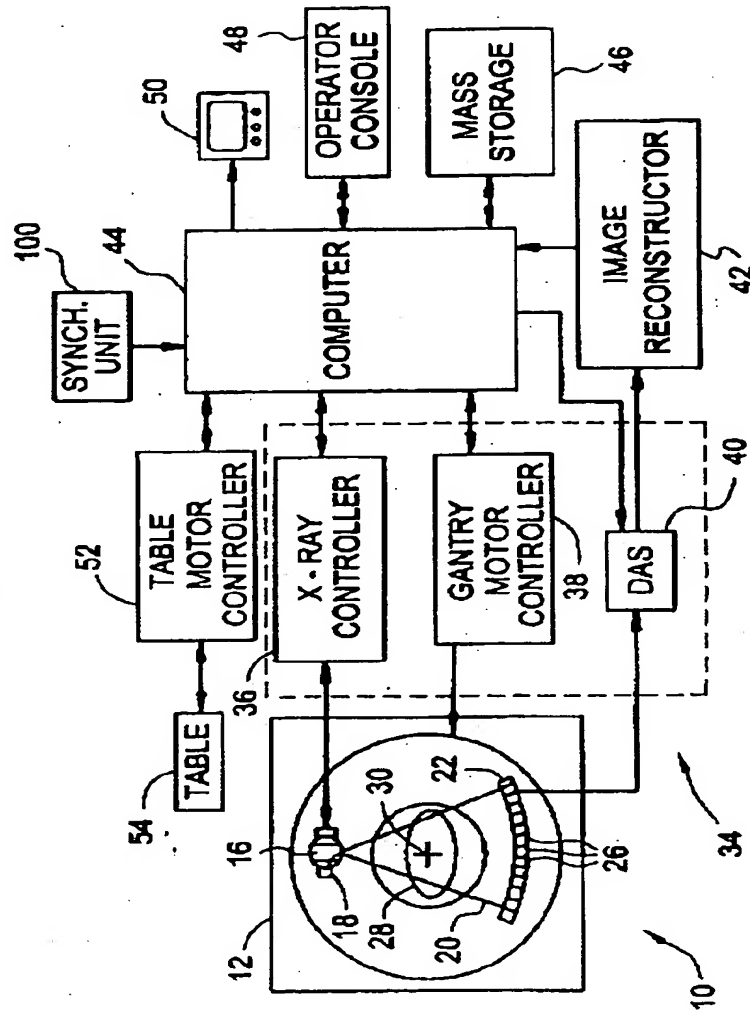
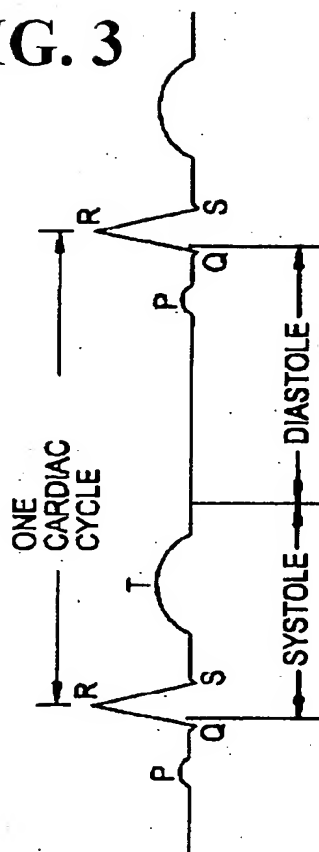


FIG. 3



1. Abstract

The present invention, in one form, is an imaging system for generating images of an entire object. In one embodiment, a physiological cycle unit is used to determine the cycle of the moving object. By altering the rotational speed of an x-ray source as a function of the object cycle, segments of projection data are collected for each selected phase of the object during each rotation. After completing a plurality of rotations, the segments of projection data are combined and a cross-sectional image of the selected phase of the object is generated. As a result, minimizing motion artifacts.

2. Representative Drawing: Figure 1